羽毛球运动员踝关节生物力学特征对机械不稳的影响研究

赵文悦[1,2],孟庆华[1,2],鲍春雨[2,3]

(1. 天津体育学院体育经济与管理学院,301617 天津;2. 天津体育学院天津市运动生理与运动医学重点实验室,301617 天津;3. 天津体育学院社会体育与健康科学学院,301617 天津)

摘　要:分析羽毛球运动员蹬转(一步)起跳动作中踝关节落地瞬间到缓冲结束阶段的运动生物力学特征对机械不稳的影响,为避免初学者发生运动损伤提供理论支持。采用瑞典生产 QUALISYS-MCU 500 光学运动捕捉系统和 Kistler 三维测力台同步获取受试者踝关节的运动生物力学参数。结果:①运动学方面,初学者踝关节跖屈和背屈角度均显著小于高水平运动员($P<0.05$),初学者内翻和内旋角度均显著大于高水平运动员($P<0.001$),两组外翻和外旋角度不存在显著差异($P>0.05$);②动力学方面,初学者外翻力矩和外旋力矩均显著大于对照组($P<0.05$),内旋力矩显著小于高水平运动员($P<0.05$),两组跖屈力矩之间差异不存在显著性($P>0.05$)。得到以下结论:相对于高水平运动员,初学者表现出过度的踝关节内翻、落地时背屈相对受限、受力不稳等特点,这可能使运动员更容易发生运动损伤,建议重视小腿腓侧肌群训练,加强踝关节外侧韧带的专项练习,以控制踝关节额状面运动,从而预防踝关节发生运动损伤,加强对关节的保护,以适应后期高强度训练和比赛。

关键词:羽毛球;踝关节;生物力学特征;机械不稳;运动损伤

中图分类号:G842　　　　**文献标志码:**A

The influence of biomechanical characteristics of foot-ankle coupling system on mechanical instability of badminton players

ZHAO Wenyue[1,2], MENG Qinghua[1,2], BAO Chunyu[2,3]

(1. School of Sports Economics and Management, Tianjin University of Sport, 301617 Tianjin, China;
2. Tianjin Key Laboratory of Sports Physiology and Sports Medicine, Tianjin University of Sport, 301617 Tianjin, China;
3. College of Social Sports and Health Sciences, Tianjin University of Sport, 301617 Tianjin, China)

Abstract: To analyze the influence of the biomechanical characteristics of the ankle from the moment of landing to the end of the buffer on mechanical instability in the take-off of badminton players so as to provide theoretical support for avoiding sports-related injury for beginners. Biomechanical parameters of the an-

收稿日期:2021-04-16　　　　**修回日期:**2021-12-18

基金项目:国家自然科学基金项目(No. 11372223;No. 11102135);天津市自然科学基金重点项目(No. 17JCZDJC36000;No. 18JCZDJC35900)

通信作者:孟庆华,博士后,教授。E-mail:745112962@qq.com

引用格式:赵文悦,孟庆华,鲍春雨. 羽毛球运动员踝关节生物力学特征对机械不稳的影响研究[J]. 应用力学学报,2022,39(2):241-246.
ZHAO Wenyue, MENG Qinghua, BAO Chunyu. The influence of biomechanical characteristics of foot-ankle coupling system on mechanical instability of badminton players[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2022, 39(2):241-246.

kle joint were obtained synchronously by QUALISYS-MCU 500 optical motion capture system made in Sweden and Kistler three-dimensional dynamometer. Results: ①Kinematics: The ankle metatarsal flexion and dorsiflexion angles of beginners were significantly lower than those of high-level athletes ($P<0.05$), but the varus and internal torsion in beginners were significantly greater than those of the latter ($P<0.001$). The two groups did not significantly differ in valgus or external rotation angle ($P>0.05$). ②Dynamics: The valgus moment and external rotation moment of beginners were significantly larger than those of the control group ($P<0.05$), and the internal rotation moment of beginners was significantly lower than that of high-level athletes ($P<0.05$). There was no significant difference in metatarsal flexion moment between the two groups ($P>0.05$). Compared with high-level athletes, beginners show excessive ankle varus, relative limitation of dorsal flexion when landing, and stress instability, which may make them more prone to sports injury. It is suggested that attention should be paid to the training of calf fibula muscle group and strengthen the special exercise of the lateral ligament of the ankle joint in order to control the movement of the frontal surface of the ankle joint so as to prevent mechanical state of sports injury of the ankle joint. Joint protection and rehabilitation training should be strengthened to adapt to later high-intensity training and competition.

Key words: badminton; ankle joint; biomechanical characteristics; mechanical instability; sports injury

机械性踝关节不稳(mechanical ankle instability, MAI)被定义为反复或严重的踝关节外侧损伤,是慢性踝关节不稳的一个重要组成部分,运动中机械“松弛”改变了足部压力的吸收方式,会增加受伤风险[1]。在踝关节运动损伤机制中,往往是由于关节运动学的改变或者过度的踝关节倒置,会直接破坏踝关节稳定性,因此更大程度地增大了运动损伤发生的可能性,了解复杂的力学结构,是有效预防踝关节运动损伤的重要环节[2-4]。Brown 等[5]通过对 67 名运动员设计的 5 项测量任务(步行、跑、下马、落地跳、急停跳)中观察到机械性不稳的受试者在踝关节矢状面运动中会表现出不同的运动方式和不同的运动学与动力学特征,同时发现改善着地模式有助于避免踝关节运动损伤。从解剖学角度来看,踝关节稳定性取决于其自身骨性结构赋予的静态稳定性,如踝关节外侧韧带和内侧韧带有助于踝关节在倒置和外翻情况下稳定,距腓前韧带(anterior talofibular ligament, ATFL)有助于控制内侧旋转稳定性等[6]。Brown 等[7]的研究显示,在运动员跳转动作过程中有着明显的生物力学差异,应进一步研究运动中的变异性,以确定变异的差异性是否会导致踝关节运动损伤的增加。踝关节机械“松弛”可以通过实验人员测试或者根据关节生物力学特异性来评估运动损伤[8]。王俊清等[9]比较分析了两组跑者训练前后的着地冲击及下肢生物力学特征,结果表明训练后运动员下肢对地面之间的相互作用产生了良好的适应性变化,为本研究进一步分析快速运动中的下肢运动提供理论支持。因此,本研究将通过揭示踝关节生物力学特征的内在规律来确定可能导致机械不稳的运动学与动力学因素,以优化动作技术并且预防运动损伤。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

受试者选取天津体育学院羽毛球二级以上男子运动员 30 名作为对照组,同时在测试期间选取羽毛球普修班 30 名男子初学者作为实验组。测试期间因运动损伤和伤病情况不能参加测试的,不被选为被测人员。受试者基本信息如表 1 所示,两组之间各项指标差异无统计学意义。

表 1 受试者基本信息($M \pm SD$)($n=60$)

Tab. 1 Basic information of subjects ($M \pm SD$) ($n=60$)

指标	对照组	实验组	P
年龄/岁	22.07 ±0.71	22.13 ±0.74	0.803
身高/cm	173.67 ±4.23	173.27 ±4.23	0.798
体质量/kg	69.13 ±4.24	68.80 ±3.05	0.807

注:实验组和对照组年龄、身高、体质量均没有显著差异性($P>0.05$)。

1.2 研究方法

采用瑞典生产 QUALISYS-MCU 500 光学运动捕捉系统(8 个镜头)和 Kistler 三维测力台在天津体育

学院运动损伤与康复虚拟仿真实验教学中心进行测量，红外摄像头高度为 2.0 m，录制范围为 5 m，以 240 fps 的拍摄频率与测力台同步进行数据采集，Marker 标记点主要贴在内踝内侧突、外踝外侧突、跟骨跟腱止点、第一跖骨头背缘、第二跖骨头背侧、第五跖骨头背缘处。

1.3 测试指标

研究主要对踝关节的关节构形（即关节角度和对应的力矩）进行分析[10]。运动学指标选取踝关节分别在 X 轴（屈伸角度）、Y 轴（翻转角度）、Z 轴（内收外展角度）的关节活动度，动力学指标选取与运动学指标相对应的关节力矩。测试时，受试者需根据本研究目的，每人分别做 3 次左后场蹬转（一步）起跳击球动作，根据技术要求和生物力学原理，完整动作划分为 3 个阶段，即启动阶段、移动击球阶段、回动阶段，研究选取主要击球环节的移动击球阶段，同时也是发生运动损伤的高风险环节，将其定义为从运动员侧身架拍姿势膝角最小时刻开始，至右腿蹬伸带动髋关节快速转动，上身后仰角度逐渐增大，左脚在空中做一个交叉动作后先落地，上体收腹使右脚着地时重心落在右脚上，通过脚外侧过渡到前脚掌落地时刻。同时选取这一阶段踝关节落地瞬间到缓冲结束阶段的生物力学参数，各项指标分别取 3 次有效测试的平均值，对测试后的原始数据输出为 C3D 格式，运用 Visual 3D 软件进行滤波、除噪等处理，输出所需要的原始数据。使用 SPSS 26.0 对数据进行 z-score 标准化，均符合标准正态分布，结合 Excel 2016 对处理过的运动学和力学数据进行整合，制作三线表和曲线图，进行描述分析。

2 研究结果

运动生物力学研究把人体关节运动简化为 3 个基本轴方向的机械运动，即额状轴、矢状轴、纵轴，踝关节分别在矢状面、额状面、水平面做跖屈背屈、外翻内翻、外旋内旋运动，其中力矩的单位为 N · m/kg。

2.1 运动学方面

所有受试者都进行了左足落地的关节活动度测试，通过独立样本 T 检验发现，在踝关节做最大屈曲角度时，两组跖屈、背屈、内翻、内旋角度两两之间均存在显著差异（$P<0.05$）。由于两组受试者跖屈、背屈角度组间对比差异具有显著性，说明高水平运动员跖屈与背屈活动度要明显高于初学者，内翻与内旋活动度均显著小于初学者，两组间外翻角度不存在显著性差异。如图 1 所示，高水平运动员展示了更大的踝关节跖屈与背屈角度，初学者也表现出了相同的趋势。如图 2 所示，两组受试者内翻角度具有非常显著性差异（$P<0.001$），初学者内翻角度要明显高于高水平运动员。如图 3 所示，初学者水平面内旋活动度非常显著大于高水平运动员（$P<0.001$）。

表 2 两组受试者踝关节屈曲角度（$M \pm SD$）（单位：(°)）

Tab. 2 The ankle flexion angle of the two groups of subjects（$M \pm SD$）（Unit：(°)）

组别	背屈角度	跖屈角度	内翻角度	外翻角度	内旋角度	外旋角度
实验组	4.40 ± 2.09	8.29 ± 4.67	4.70 ± 6.71	2.51 ± 9.62	13.52 ± 2.07	0
对照组	5.70 ± 2.80	10.42 ± 6.10	2.34 ± 7.75	2.40 ± 1.02	5.46 ± 3.24	1.95 ± 1.01
P	<0.05	<0.05	<0.001	>0.05	<0.001	–

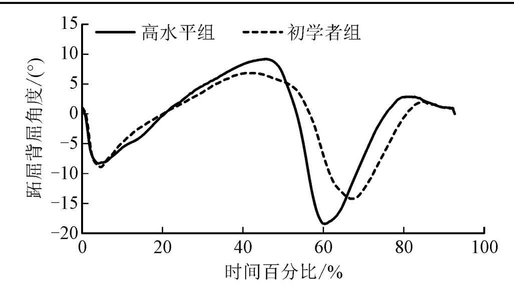


图 1 左足落地瞬间到缓冲结束阶段踝关节跖屈背屈角度与时间百分比对应关系

Fig. 1 The corresponding relationship between ankle plantar flexion and dorsiflexion angle and time percentage from the moment of landing of left foot to the end of buffering

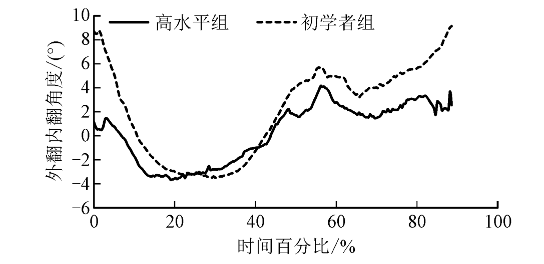


图 2 左足落地瞬间到缓冲结束阶段踝关节外翻内翻角度与时间百分比对应关系

Fig. 2 The relationship between the ankle valgus and valgus angle and the percentage of time from the moment of landing of the left foot to the end of the buffer

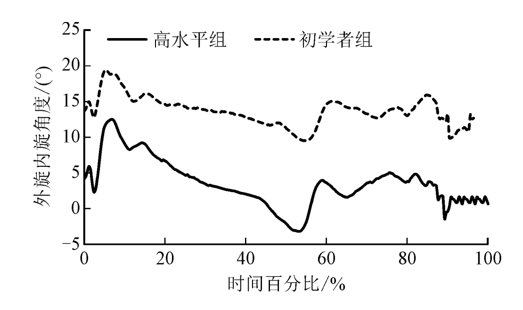


图 3　左足落地瞬间到缓冲结束阶段踝关节外旋内旋角度与时间百分比对应关系

Fig. 3　Relationship between ankle external rotation and internal rotation angle and time percentage from the moment of landing of the left foot to the end of buffering

2.2　动力学方面

在关节力矩研究中，踝关节最大峰值力矩均发生在受试者着地瞬间，外翻、内旋、外旋力矩两组之间均存在显著性差异($P<0.05$)，两组跖屈力矩之间差异不存在显著性($P>0.05$)。两组受试者在矢状面跖屈峰值力矩均大于额状面和水平面峰值力矩。如图 4、图 5 所示，两组受试者力矩曲线变化均存在相似性。如图 6 所示，在起始阶段高水平组内旋峰值力矩要高于初学者峰值力矩，约是初学者峰值力矩的 2 倍。在着陆时刻，初学者外旋力矩曲线起伏较大，峰值力矩约是高水平组的 3 倍，绝对值分别是 0.31 N·m/kg、0.01 N·m/kg。

表 3　两组受试者踝关节最大屈曲力矩参数($M \pm SD$)(单位:N·m/kg)

Tab. 3　The parameters of the maximum flexion moment of the ankle joint of the two groups of subjects ($M \pm SD$) (Unit:N·m/kg)

组别	跖屈力矩	外翻力矩	内旋力矩	外旋力矩
实验组	0.69±0.46	0.11±0.07	0.03±0.03	0.16±0.11
对照组	0.69±0.50	0.08±0.07	0.07±0.02	0.05±0.32
P	>0.05	<0.05	<0.05	<0.05

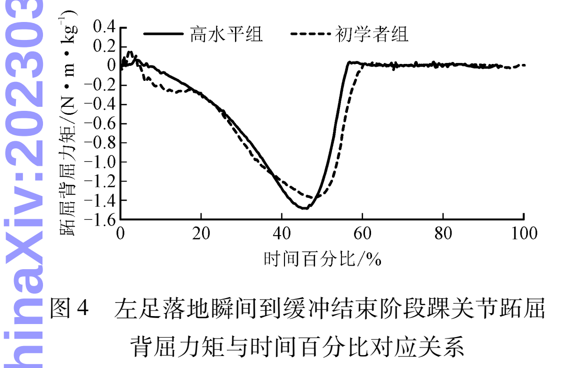


图 4　左足落地瞬间到缓冲结束阶段踝关节跖屈背屈力矩与时间百分比对应关系

Fig. 4　The corresponding relationship between the ankle metatarsal flexion dorsal flexion moment and the percentage of time from the moment of landing of the left foot to the end of the buffer

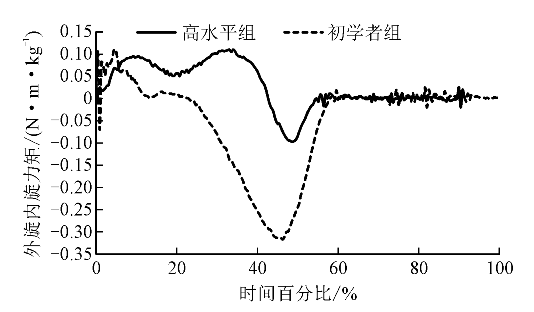


图 6　左足落地瞬间到缓冲结束阶段踝关节外旋内旋力矩与时间百分比对应关系

Fig. 6　The corresponding relationship between ankle external rotation and internal rotation moment and time percentage from the moment of landing of the left foot to the end of buffering

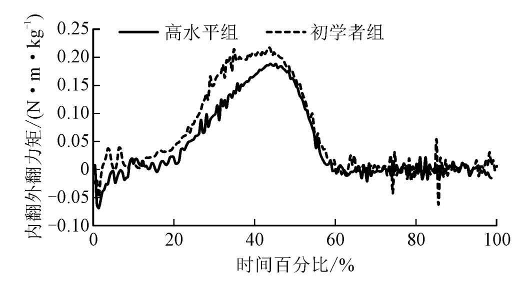


图 5　左足落地瞬间到缓冲结束阶段踝关节内翻外翻力矩与时间百分比对应关系

Fig. 5　The corresponding relationship between the ankle varus and valgus torque and the percentage of time from the moment of landing of the left foot to the end of the buffer

3　讨　论

3.1　关节角度与机械不稳

本研究结果拓展了目前有关机械不稳的研究，并得出了以下结论，通过对踝关节生物力学量化分析，发现了一些与机械性不稳之间的潜在联系，初学者和高水平运动员对踝关节的控制程度在相同的工作环境下存在显著差异性。已有研究表明[2]，通常机械不稳的人群由于过度的踝关节内翻，会导致踝关节外侧韧带结构功能受损，与高水平运动员相比，

初学者内翻活动度明显高于高水平运动员，且最大内翻角度约是高水平运动员的 2 倍，然而踝关节额状面机械不稳受损，往往是由于过度内翻幅度所致，从而使踝关节外侧韧带复合体结构功能受损[2]，此时加强对内翻肌群的提前激活和向心收缩能力是不可或缺的。落地缓冲阶段指的是从足部触地的一瞬间到膝关节角度最小时刻结束，同时也是在踝关节旋转结束时刻。除了观察到初学者内翻相对不稳外，从解剖学角度来看，外侧韧带损伤容易受到内旋转的影响，本研究中初学者内旋活动度普遍高于高水平运动员，与该损伤发生的力学模式存在相关性。关节表面也被认为是制约踝关节稳定性的因素[11]，踝关节由胫骨远端和腓骨下端以及距骨共同构成，距骨关节表面承担着负重功能，在面对运动负载时需提前激活肌肉活动以防止距骨产生运动学变异性，为提高额外的稳定性创造条件。Taga 等[12]研究显示，踝关节不稳定时距骨内翻是可能导致关节软骨损伤的条件之一，也有研究[13]表明，发生距骨内侧软骨损伤是由于接触地面时应力增加的结果，但实际上是由于运动学条件改变所致。相对于腓骨动态稳定性，不仅受到踝关节或下胫腓关节的影响，而且还受到小腿胫腓近端关节的影响，如果腓骨旋转较少，使小腿三头肌不能正常吸收能量，从而使骨骼和韧带的机械负荷增加，构成踝关节损伤的风险[14]。Svoboda[15]和 Tabrizi[16]等报告显示，腓骨扭转对于踝关节稳定起着重要的作用，背屈阈值是踝关节损伤的诱因，腓骨旋转能力低的人群背屈容易受限。从图 1 可以看出，高水平运动员最大背屈角度为 9.05°，初学者为 6.83°，高水平运动员表现出相对较大的背屈活动度，因为着地时受试者需要承受较高的速度和较强的地面反作用力，对运动员的关节载荷能力提出了很高的要求，因此背屈受限也可能是踝关节损伤的一个风险因素。

3.2 关节力矩与机械不稳

对所有受试者进行的高速状态下力矩测试的结果分析显示，踝关节力矩变化具有一系列不同的特征。首先，踝关节是支撑人体距离地面最近的关节之一，人体踝关节负荷很大，约为体质量的 4 倍，有证据表明，关节接触力大小的主要决定因素是足部地面反作用力和对应的力臂[17]，力矩则是力臂和力的乘积。本研究显示，在胫腓关节旋转中，初学者踝关节外旋力矩与高水平运动员外旋力矩之间存在着较大差异，这些变化可能是由于两组受试者经历的完全不同的关节应力所致[18]，侧向力很可能导致踝关节外侧韧带承受更大压力，由于初学者技术动作以及肌肉激活程度对于施加的应力反应较慢[19]，踝关节峰值力矩不足以克服落地时的巨大冲击力，在地面冲击的一瞬间，很可能会增加人体对位置感知的缺陷，从而导致踝关节失稳。在其他平面的扭矩变异性并没有水平面外旋力矩差异大，虽然也承受着不同方向的受力变化，为了保证初学者更稳定地完成落地任务，在 Brown 研究中[20]建议关节需要承受多面的剪切力，可以通过调节其他关节可变性来控制剪切力，同时增加近端环节可变性可能会满足踝关节周围组织的运动需求，以有效地稳定踝关节。在 Kipp 等[21]研究中，表明踝关节韧带松弛或人体神经运动控制减弱是使受试者动态稳定性较差的因素之一。

4 结　论

本研究总结了可能导致初学者发生机械不稳的生物力学因素，发现初学者踝关节生物力学特征有更容易发生机械不稳的趋势，以踝关节活动度控制为主要特征，相对于高水平运动员，初学者表现出过度踝关节内翻、落地时背屈相对受限、受力不稳等特征，这可能使运动员更容易发生运动损伤，建议需要额外的腓侧肌群训练，加强踝关节外侧韧带的专项练习，以控制踝关节额状面运动，从而预防踝关节发生损伤的力学状态，加强对关节的保护和康复训练，以适应后期高强度训练和比赛。建议后期研究需结合肌电测量方法进一步探索整个踝关节落地工作模式下机械不稳的运动风险因素。

参考文献

[1] KRISTIN K. Mechanical ankle instability: Relationship with active joint position [D]. Washington: Eastern Washington University, 2013.

[2] GEHRING D, FASCHIAN K, LAUBER B. Mechanical instability destabilises the ankle joint directly in the ankle-sprain mechanism [J]. Journal of sports medicine, 2014, 48(5): 377-382.

[3] HERTEL J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability [J]. Journal of athletic training, 2002, 37(4): 364-375.

[4] GEHRING D, LAUBER B, FASCHIAN K, et al. Mechanical ankle instability impairs joint control in the ankle sprains mechanism [J]. British journal of sports medicine, 2015, 10: 095573.

[5] BROWN C, PADUA D, MARSHALL S W, et al. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers[J]. Clinical biomechanics, 2008, 23(6): 822-831.

[6] WATSON A D. Ankle instability and impingement[J]. Foot and ankle clinics, 2007, 12(1): 177-195.

[7] BROWN C N, PADUA D A, MARSHALL S W, et al. Variability of motion in individuals with mechanical or functional ankle instability during a stop jump maneuver[J]. Clinical biomechanics, 2009, 24(9): 762-768.

[8] HUBBARD T J, KAMINSKI T W, VANDER G R A, et al. Quantitative assessment of mechanical laxity in the functionally unstable ankle[J]. Medicine and science in sports and exercise, 2004, 36(5): 760-766.

[9] 王俊清，张希妮，罗震，等. 步频再训练对跑步时下肢冲击的生物力学影响研究[J]. 应用力学学报，2020，37(5)：2167-2175. (WANG Junqing, ZHANG Xini, LUO Zhen, et al. The influence of cadence retraining on impact forces and lower extremity biomechanics during running[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2020, 37(5): 2167-2175(in Chinese)).

[10] 王平. 下肢主要关节力矩和末端力关系的实验研究与应用[D]. 北京：北京体育大学，2006.

[11] CAPUTO A M, LEE J Y, SPRITZER C E, et al. In vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability[J]. The American journal of sports medicine, 2009, 37(11): 2241-2248.

[12] TAGA I, SHINO K, INOUE M, et al. Articular cartilage lesions in ankles with lateral ligament injury: An arthroscopic study[J]. The american journal of sports medicine, 1993, 21(1): 120-127.

[13] HINTERMANN B, BOSS A, SCHÄFER D. Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability[J]. The American journal of sports medicine, 2002, 30(3): 402-409.

[14] BOZKURT M, DORAL M N. Anatomic factors and biomechanics in ankle instability[J]. Foot and ankle clinics, 2006, 11(3): 451-463.

[15] SVOBODA M S J, MCHALE C K, BELKOFF S M, et al. The effects of tibial malrotation on the biomechanics of the tibiotalar joint[J]. Foot and ankle international, 2002, 23(2): 102-106.

[16] TABRIZI P, MCINTYRE W M J, QUESNEL M B, et al. Limited dorsiflexion predisposes to injuries of the ankle in children[J]. The journal of bone and joint surgery, 2000, 82(8): 1103-1106.

[17] KLEIPOOL R P, BLANKEVOORT L. The relation between geometry and function of the ankle joint complex: A biomechanical review[J]. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy, 2010, 18(5): 618-627.

[18] MONAGHAN K, DELAHUNT E, CAULFIELD B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls[J]. Clinical biomechanics, 2006, 21(2): 168-174.

[19] CAULFIELD B, GARRETT M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint[J]. Clinical biomechanics, 2004, 19(6): 617-621.

[20] BROWN C, BOWSER B, SIMPSON K J. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability[J]. Clinical biomechanics, 2012, 27(1): 52-63.

[21] KIPP K, PALMIERI-SMITH R M. Principal component based analysis of biomechanical inter-trial variability in individuals with chronic ankle instability[J]. Clinical biomechanics, 2012, 27(7): 706-710.

（编辑　张璐）